

DAS ALLOPLASTISCHE INTERPONAT
IN DER MIKROVASKULÄREN CHIRURGIE
EINE TIEREXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG

Diss. Erlangen
1903

von
ERNST FRIEDRICH RAPKE
aus
Nürnberg





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546228_0006

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik

der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Prof. Dr. med. F. P. Gall

DAS ALLOPLASTISCHE INTERPONAT
IN DER MIKROVASKULÄREN CHIRURGIE
EINE TIEREXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde

der Medizinischen Fakultät

der Friedrich - Alexander - Universität

Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

ERNST FRIEDRICH RAPKE

aus

Nürnberg

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan : Prof. Dr. V. Becker
Referent : Prof. Dr. J. Geldmacher
Korreferent: Prof. Dr. F. P. Gell
Tag der mündlichen Prüfung: 18.04.1983

Herrn Professor Dr. Gall, dem Vorstand der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen, danke ich für die mir gebotenen Arbeitsmöglichkeiten in der tierexperimentellen Abteilung.

Herrn Professor Dr. Geldmacher möchte ich für das Thema und die Förderung meiner Arbeit danken.

Herrn Dr. Landsleitner bin ich sehr dankbar für die Einweisung in die mikrochirurgische Technik, seinen Rat und Beistand bei auftretenden Schwierigkeiten und für seine fortwährende Freundlichkeit.

Mein Dank gilt auch Dr. Giedel, Abteilung für klinische Pathologie der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen, und Dr. Stömmer vom Pathologischen Institut der Universität Erlangen, denen ich die histologischen Schnitte, ihre Auswertung und die Photos davon verdanke.

Dank sagen möchte ich auch Frau Werner für die Herstellung von Photos meiner Röntgenbilder.

Weiterhin danke ich allen, die in der Tierexperimentellen Abteilung arbeiten, für ihre Hilfsbereitschaft bei praktischen Schwierigkeiten und für ihre stetigen Ermutigungen.

Zuletzt danke ich besonders meiner Frau für das Interesse, die tatkräftige Unterstützung beim Photographieren und für das Tippen dieser Arbeit.



INHALTSVERZEICHNIS

EINLEITUNG	1
HAUPTTEIL	
I. ALLGEMEINES ÜBER ALLOPLASTIK	16
1. Biologische Grundlagen der Alloplastik	16
2. Beschreibung des Materials Teflon	20
3. Anwendungsgebiete und bisherige Erfahrungen mit Teflon	24
II. VERSUCHSBESCHREIBUNG	28
1. Allgemeine Versuchsbeschreibung	28
2. Operationsprotokoll mit ausführlicher Beschreibung der Operationsmethode	30
III. VERSUCHSERGEBNISSE	40
1. Angiographische Ergebnisse	40
2. Histologische Ergebnisse	42
IV. DISKUSSION	47
V. ZUSAMMENFASSUNG	50
VI. LITERATURVERZEICHNIS	51

EINLEITUNG

Der Anfang der Gefäßchirurgie geht zurück auf Ambroise Paré (1517 - 1590). Er führte die Unterbindung einer Arterie ein und empfahl diese Methode als die beste für die Beherrschung arterieller Blutungen. Eine Wiederherstellung des kontinuierlichen Verlaufes der verletzten Arterie durch Verbinden der beiden Enden wurde damals nicht erwogen (DANIEL und TERZIS, 1977).

Erst im 19. Jahrhundert versuchte PAYR (1901) mit den von ihm erfundenen "Anastomosenröhren" aus Magnesium, die er in die Lumina der Gefäßenden steckte, diese zu verbinden. Über die Röhre wurde die Gefäßwand gezogen, beide Enden wurden durch Nähte adaptiert.

Jassinowski benutzte im Jahre 1889 dünne, nicht fortlaufende Nähte für die Wiederherstellung von Gefäßzerreibungen am Menschen. Er war der Ansicht, daß bei der Naht die Intima des Gefäßes nicht durchstochen werden sollte (DANIEL und TERZIS, 1977).

CARREL (1902) entwickelte die Triangulationsmethode für die Wiederherstellung von Gefäßen. Seine Technik beinhaltete vier Grundschrirte:

1. Die Anbringung von gummibeschichteten Klemmen zur Unterbindung der Blutung und zur Erleichterung der Wiederannäherung der retrahierten Gefäßenden.

2. Die Resektion der Adventitia, die das Gefäßlumen verdeckt.
3. Das Anbringen von drei Führungsnähten in jeweils 120° Abstand, ein gleichseitiges Dreieck bildend.
4. Das Wenden des Gefäßes durch Zug an den Führungsnähten und nachfolgend eine fortlaufende zirkuläre Naht. Dabei wurde die Gefäßwand je nach Dicke mit der Nadel mitgefaßt. In dicken Gefäßen faßte die Nadel nur die Media, um die Intima nicht zu verletzen. Bei kleineren Arterien war dies nicht möglich. Es wurde daher die Gefäßwand gänzlich mit der Nadel durchstoßen.

Die Methode von Carrel wurde weltweit bekannt, war aber wegen des Infektionsrisikos klinisch nicht sofort anwendbar. Erst nach dem Zweiten Weltkrieg konnten BLALOCK (1944), CRAFOORD (1945) und GROSS (1945) größere Fortschritte in der Behandlung kongenitaler Anomalien größerer Gefäße erzielen. In seinem Bericht über die Korrektur der Aortenstenose hob GROSS (1945) die Bedeutung einer adäquaten Anästhesie, Bluttransfusion und Antibiotikatherapie sowie der vollkommenen Beherrschung der operativen Techniken im Forschungslabor hervor. Die Anastomosierung der Aorta verlangte schnelles Nähen und gleichzeitig eine gute Blutstillung. Deshalb wurde eine kontinuierliche umgestülpte Matretzennaht, wie sie ursprünglich von Clermont empfohlen wurde, gewählt (GROSS, 1945).

Die klinische Gefäßchirurgie entwickelte sich schnell und beinhaltete schon bald die Behandlung von Aneurysmen des Bauchraumes und die Wiederherstellung arteriosklerotischer Arterien durch Veneninterponate. Bei größeren Arterienverletzungen blieb jedoch das Unterbinden der Arterie als allgemeine Lehrmeinung bis zum Beginn des Koreakrieges bestehen. Ausgenommen waren isolierte Verletzungen, bei denen eine End-zu-End-Anastomose möglich war (DANIEL und TERZIS, 1977).

Diese Behandlungsmethode wurde schnell aufgegeben, als JAHNKE und SEELEY (1953) eine Amputationsrate von nur 8,8 % nach Wiederherstellung größerer Arterien (Aa. carotis, axillaris, brachialis, iliaca, femoralis, poplitea) aufweisen konnten. Nach einer einfachen Ligierung der Arterie lag dazu im Vergleich die Amputationsrate bei 50 %. Dazu griffen sie auf die Methode von Carrel zurück, erweiterten sie aber durch folgende Abänderungen:

1. Resektion eines 1 cm langen, normal erscheinenden Arterienstückes an beiden Arterienstümpfen, um dadurch mit dem Auge nicht sichtbare Wandverletzungen der Arterie zu entfernen.
2. Unterbindung und Durchtrennung der abgehenden Äste der Arterie, um durch Zug an den beiden Enden eine End-zu-End-Anastomose zu ermöglichen.
3. Einsetzen eines Veneninterponats, das entweder aus der Vena cephalica oder der Vena cava entnommen wurde,

wenn eine Anastomosierung der Gefäßenden nicht möglich war.

4. Das Setzen von zwei Matratzennähten, gefolgt von einer fortlaufenden Matratzennaht mit 00000 Arterien-seide für die Intima-naht.
5. Vollständiges Bedecken der Anastomosen mit Muskelgewebe oder Faszie.

Die chirurgische Wiederherstellung durch End-zu-End-Anastomosierung oder durch autologe Veneninterponate hatte sich klinisch als die beste Methode für größere Arterienverletzungen durchgesetzt. Die Gefäßchirurgie machte große Fortschritte. Die Operationen umfaßten in immer stärkerem Maße auch periphere Arterien der Extremitäten. Allerdings stieß man bei kleinen Arterien von 2 - 4 mm Durchmesser immer noch auf Schwierigkeiten (DANIEL und TERZIS, 1977).

SHUMACKER und LOWENBERG (1948) erreichten 53 % Durchgängigkeit bei der Anastomosierung von Arterien unter 3,2 mm Durchmesser.

In einer Arbeit von URSCHEL und ROTH (1961) wurden bei 37 Anastomosierungen an Ulnararterien von 1,5 - 2 mm Durchmesser beim Hund Durchgängigkeitsquoten von 73 % beschrieben. Dieses Ergebnis war zum großen Teil durch eine verbesserte Technik der Anastomosierung erzielt worden.

Gleichzeitig berichteten JAKOBSON und SUAREZ (1960) von einer Erfolgsquote von 100 % bei der Anastomosierung von Arterien mit 1,6 mm Durchmesser. Ihr Erfolg war das Ergebnis einer neuen mikrovaskulären Technik. Der enorme Unterschied in den Durchgängigkeitsquoten (100 % gegenüber 73 %) kann nur durch die Einführung völlig neuer Mittel in die vaskuläre Chirurgie erklärt werden. Die mikrovaskuläre Chirurgie mit ihren Hilfsmitteln, dem Mikroskop, den Mikroinstrumenten und Mikronähten war geboren.

Die Autoren DANIEL und TERZIS (1977) teilen den Fortschritt in der mikrovaskulären Chirurgie während der vergangenen 15 Jahre in drei Perioden ein:

1960 - 1965 ($1,5 \pm 0,3$ mm $\varnothing$)

1965 - 1970 ($1,0 \pm 0,3$ mm $\varnothing$)

1970 - 1975 ($0,5 \pm 0,3$ mm $\varnothing$)

In jeder Periode waren technische Entwicklungen notwendig, um einen erneuten Durchbruch in kleinere Dimensionen zu erzielen. Aus dieser Entwicklung ragen besonders einige fortschrittliche und innovationsfreudige Mikrochirurgen heraus (DANIEL und TERZIS, 1977).

Gefäße von 1,5 mm Durchmesser

Jacobson und seine Mitarbeiter bezeichneten im Jahre 1960 die Schwierigkeiten, die vorher der Chirurgie kleiner Gefäße anhafteten als rein technischer Natur und

meinten, daß diese durch das Benutzen eines Operationsmikroskopes gelöst werden könnten. Er selber benutzte ein Mikroskop mit bis zu 25-facher Vergrößerung und erzielte damit bei 26 Gefäßanastomosen von 1,6 - 3,2 mm Durchmesser eine Durchgängigkeit von 100 %. Die Ära der experimentellen Chirurgie kleiner Gefäße war damit abgeschlossen. Die Zeit der eigentlichen Mikrochirurgie begann. Mit einem Bericht von Green, der von 90 % Durchgängigkeit bei 20 Anastomosen der Aorta und der Vena cava bei Ratten berichtete, begannen viele Chirurgen, die noch unsicher waren und den Aufwand und die Einschränkungen des Operationsmikroskopes scheuten, den Wert der mikrochirurgischen Technik zu schätzen (DANIEL und TERZIS, 1977).

Gefäße von 1 mm Durchmesser

Unter Bunke, einem plastischen Chirurgen, und Yasargil, einem Neurochirurgen, die beide das Mikroskop für ihre Forschungsarbeiten einsetzten, begannen sich die Grenzen der mikrovaskulären Chirurgie zu erweitern (DANIEL und TERZIS, 1977).

Im Oktober 1966 beschrieb BUNKE (1966) das Überleben eines replantierten Ohres. Damit leitete er die auf mikrovaskulärer Gefäßchirurgie beruhende Replantation ein und sah ihren Wert für die Replantation von Fingern und die Übertragung freier Lappen für die Zukunft voraus.

Zahlreiche Abwandlungen und Neuerungen ermöglichten es, Gefäße von 1 mm Durchmesser oder darunter zu anastomosieren. Das Operationsmikroskop wurde durch ein Diploskop ersetzt. Damit war es möglich, unter aktiver Mithilfe eines Assistenten unter dem Mikroskop zu operieren. Zahlreiche Mikroinstrumente wurden erfunden und eine metallisierte Mikronadel mit einem 12μ dicken Nylonfaden entwickelt. Die Replantation eines Kaninchenohres diente als experimentelles Modell. Das Überleben des Ohres war Nachweis einer durchgängigen Anastomose von einer 1 mm dicken Arterie und Vene (DANIEL und TERZIS, 1977).

Erste Berichte von Fingerreplantationen und Zehen-zur-Hand-Übertragungen bei Affen wurden von BUNKE (1965, 1966, 1975) veröffentlicht. Serien mikrovaskulärer Anastomosen von 1 mm Durchmesser wurden von COBBET (1967), IKUTA (1968) und HAYHURST und O'BRIEN (1975) beschrieben. Hayhurst und O'Brien erreichten dabei Durchgängigkeitsquoten von 98 %. Die Untersuchung wurde an 50 Femoralarterien von 0,9 mm Durchmesser und 50 Venen von 1,1 mm Durchmesser beim Hasen vorgenommen. Die sofortige Durchgängigkeit bei Arterien betrug 100 % und bei Venen 98 %. Die Langzeitergebnisse erreichten 98 % bei den Arterien und 80 % bei den Venen.

Gefäße von 0,5 mm Durchmesser

Acland war der erste, der sich an Anastomosen von Gefäßen mit 0,5 mm Durchmesser wagte. Er erreichte bald ein höheres Maß an technischer Verfeinerung als es bis dahin üblich war (DANIEL und TERZIS, 1977).

Die hauptsächliche Beschränkung bestand in der Mikronadel mit ihrem großen Durchmesser von 140μ und ihrer stumpfen Spitze. Auf Anregung von ACLAND (1972) geht die Entwicklung einer 4 mm langen und 70μ dicken Nadel zurück, die an der Spitze scharf, äußerst glatt und mit einem 18μ dicken Nylonfaden verbunden ist.

Die Mikroinstrumente wurden an ihren funktionellen Teilen auf die Hälfte ihrer bisherigen Größe reduziert. Verschiebbare Klemmenapproximatoren wurden entwickelt. Ein Operationsmikroskop mit einem Zoom zur variablen Vergrößerung wurde benutzt (DANIEL und TERZIS, 1977).

Aufgrund dieser technischen Verbesserungen gelang es ACLAND (1972 b), bei Ratten Durchgängigkeitsquoten von 95 % bei der Anastomosierung der Arteria epigastrica superficialis (0,49 mm $\varnothing$) zu erzielen. Die Versuche wurden unter Verwendung von $MgSO_4$ -Lösung (Magnesium-Sulfat) durchgeführt, um Gefäßthromben zu vermeiden.

Derzeitige Möglichkeiten in der Mikrochirurgie

Die vielen tierexperimentellen Erfahrungen und die neuen technischen Errungenschaften öffneten der mikrovaskulären Chirurgie ein weites Feld der klinischen Anwendung. Für viele medizinische Fachrichtungen ist die Mikrochirurgie zum unverzichtbaren Bestandteil ärztlichen Handelns geworden oder ist auf dem besten Wege dazu.

Als erster Anwendungsbereich erwies sich die Replantationschirurgie großer oder kleiner Gliedmaßen. Die ersten Fälle von tierexperimentellen Replantationen vollständig abgetrennter Finger mit Hilfe mikrovaskulärer Anastomosen wurden von DOUGLAS (1959) beschrieben. Zehn solcher Versuche wurden vom Autor durchgeführt; einige wurden mit Erfolg abgeschlossen.

Die erste klinisch erfolgreiche Replantation eines vollständig abgetrennten Fingers unter Anwendung mikrovaskulärer Anastomosen wurde von KOMATSU und TAMAI (1968) beschrieben. Nach einer Reihe von Fehlschlägen gelang es ihnen am 7. Juli 1965, einen Daumen erfolgreich zu replantieren.

Weitere Veröffentlichungen anderer Autoren, die von erfolgreichen Replantationen berichteten, folgten. Die Erfolgsrate betrug bei O'BRIEN (1977) 71 %. Replantiert wurden

49 Finger bei einer Zahl von 36 Patienten.

Ein weiterer Schritt war die Zehentransplantation an die Hand bei Fehlen des Daumens oder der vier Langfinger. Damit konnte die Greiffunktion der Hand wieder hergestellt werden. Erste Erfolge auf diesem Gebiet wurden von COBBETT (1969, 1971) und etwas später von BUNKE (1973) und seinen Mitarbeitern beschrieben. Heute kann durch Zehentransplantation ein ausreichender Ersatz von Fingern erreicht werden.

Daneben hat sich die mikrovaskuläre Chirurgie einen großen Anwendungsbereich in der plastischen Chirurgie bei ausgedehnten Defekten der Haut und des subkutanen Gewebes geschaffen. Mikrovaskuläre freie Lappen, die unter Erhaltung von Arterie und Vene aus körpereigenen Spenderzonen gewonnen werden, ermöglichen die Deckung bei großen Hautdefekten mit Freilegung vitaler Strukturen bei Verbrennungen, in der Tumorchirurgie, bei Nekrosen, bei Narbenkontrakturen und kongenitalen Mißbildungen. Als Spenderareale dienen die Leistenregion (Leistenlappen) und andere Hautareale, die die richtige Größe und Dicke, konstant liegende zu- und abführende Blutgefäße mit ausreichendem Durchmesser zur Versorgung des Lappens besitzen und von ästhetischer Beschaffenheit sind. In besonderen Fällen ist es vorteilhaft, wenn ein Nerv vorhanden ist und damit ein neurovaskulärer Lappen übertragen werden kann (O'BRIEN, 1977).

Bei 62 Übertragungen freier Lappen seit 1973 waren bei O'BRIEN (1978) 79 % davon erfolgreich.

Ein weiteres Anwendungsgebiet mikrochirurgischer Technik eröffnete sich durch Transplantation von Nerven und ihrer Anastomosierung bei peripheren Nervenverletzungen (TERZIS, 1978).

Auch Knochen wurden mit Hilfe mikrochirurgischer Technik transplantiert. Dazu wird der Knochen (Rippe oder Fibula) mit seiner dazugehörigen Gefäßversorgung an der geeigneten Stelle entnommen und an die gewünschte Stelle transplantiert. Die Gefäße werden mikrochirurgisch an das dortige Gefäßsystem angeschlossen (O'BRIEN, 1977).

Erste erfolgreiche Transplantationen von freien Muskeln mit neurovaskulärem Anschluß des Muskeltransplantates, orthotop oder heterotop, erzielte TAMAI (1971). Als Transplantat benutzte er den Musculus rectus femoris bei Hunden. Das Transplantat zeigte am Transplantationsort in einer Langzeitstudie normale Struktur und Funktion.

O'BRIEN (1977) berichtet über die Transplantation des Musculus brachioradialis bei acht Versuchstieren (Affen). Der Muskel wurde an seiner Entnahmestelle mit seinem Gefäß-Nervenbündel isoliert, Muskel und Gefäß-Nervenbündel durchtrennt und an gleicher Stelle (orthotop) oder kontralateral (heterotop) wieder angeschlossen. Kurzzeitergeb-

nisse zeigten nach vier bis sechs Wochen eine Atrophie des Muskels, hervorgerufen durch die Degeneration des angeschlossenen Nerven. Untersuchungen an drei operierten Affen ergaben nach 15 Monaten wieder eine gute Funktion des transplantierten Muskels mit guter Durchblutung und durchgängigen Anastomosen.

Einsatzmöglichkeiten für die freie Muskeltransplantation mit neurovaskulärem Anschluß bietet die Korrektur von Fazialispareesen oder Volkmannschen Kontrakturen (O'BRIEN, 1977).

Das Feld der mikrolymphatischen Chirurgie stellt einen weiteren Anwendungsbereich für die mikrovaskuläre Chirurgie dar. Die Technik der Anastomosierung von Vene und Lymphgefäß wurde in tierexperimentellen Studien entwickelt. Untersuchungen von O'BRIEN (1977) und YAMADA (1969) weisen Durchgängigkeitsraten der mikrolymphatischvenösen Anastomose von 74 % (O'BRIEN) und 90 % (YAMADA) auf. Heute kann mit dieser neuen mikrolymphatischen Operationstechnik bei obstruktiven Lymphödemen nach radikaler Mastektomie oder nach parasitären Erkrankungen wie z.B. der Filariasis ein lymphovenöser Bypass geschaffen werden, der dazu dient, das Lymphödem des Armes oder Beines signifikant zu verringern (O'BRIEN, 1977).

Neue Möglichkeiten für die Mikrochirurgie erwachsen auch aus der Rekonstruktion des Hypopharynx und des zervikalen Ösophagus bei radikalen Ösophaguskarzinomoperationen mit Hilfe eines mikrovaskulären gestielten Jejunumtransplantates (McKEE, 1978). McKee hat von seinen klinischen Erfahrungen mit dieser Operationsmethode berichtet und sie als klinisch anwendbare und zuverlässige Methode geschildert.

Als letztes sei noch die mikrovaskuläre Transplantation des Omentum Majus erwähnt. Es wurde als freies Transplantat mit mikrovasukulären Anastomosen zuerst von McLEAN und BUNKE Jr. (1972) benützt, um den knöchernen Schädel nach radikaler Resektion eines Tumors zu decken.

Als weitere Anwendungsbereiche des freien Omentumlappens kann noch die Korrektur einer unilateralen oder bilateralen Gesichtsatrophie oder das Decken schlecht heilender Wunden genannt werden (O'BRIEN, 1977).

Notwendigkeit von Interponaten in der mikrovaskulären Chirurgie

In der klinischen mikrovaskulären Chirurgie treten nicht selten Gefäßlücken zwischen den zu anastomosierenden Gefäßenden auf. Besonders in der Replantationschirurgie von Fingern, mikrovaskulären freien Lappen und der Transplan-

tation von Zehen an die Hand müssen weite Strecken verletzter Arterien oder Venen mit Interponaten überbrückt werden. Die bisher übliche Methode, solche Defekte zu überbrücken, besteht darin, ein autologes Veneninterponat zu benutzen. Venen sind für den Chirurgen besser zugänglich und für die Spenderstelle entbehrlicher als Arterien. Deshalb beruhen die meisten klinischen Erfahrungen auf dem Einsetzen von Veneninterponaten.

Beim Menschen werden die Veneninterponate gewöhnlich an der Innenseite des Handgelenkes entnommen. Hier können Venen verschiedener Größe, sogar mit Verzweigungen, explantiert werden. Die Länge des entnommenen Venenstückes sollte etwas geringer sein als die zu überbrückende arterielle Lücke, um das "kinking" bei Wiederherstellung des Blutdurchflusses zu vermeiden. Das Interponat wird mit Heparinlösung gespült und bis zu seiner baldigen Verwendung in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Sind Venenklappen vorhanden, wird das Interponat um 180° gedreht in die Arterie genäht (O'BRIEN, 1977).

Das Einsetzen eines Veneninterponates stellt operationstechnisch hohe Anforderungen an den Chirurgen und erfordert geeignete Instrumente für das Gelingen.

Das PTFE-Interponat als mögliche Alternative zum Veneninterponat

Der zeitliche Aufwand für die eben dargestellte Operationsmethode ist durch das Suchen einer geeigneten Vene, ihrer Präparation und schwierigen Anastomosierung an die Arterienstümpfe sehr hoch. Man kann durch ein zweites Operationsteam, das die geeignete Vene sucht und das Interponat daraus isoliert, einiges an Zeit gewinnen, doch erfordert dies wiederum einen höheren personellen Aufwand. Der schwierigere Teil, nämlich das Anastomosieren der dünnen Venenwand mit der Arterie, bleibt dennoch bestehen.

Diese Nachteile könnten mit einem Kunststoffinterponat aus PTFE vermieden werden. Dabei handelt es sich um ein gezogenes Teflonrohr mit glatter Ober- und Innenfläche aus einem engmaschigen Polytetrafluoräthylengeflecht, einem gewebefreundlichen, weichen, wenig elastischen Material. Die Vorteile der Kunststoffprothese erwachsen

1. aus ihrer schnellen Verfügbarkeit in geeigneter Länge und gleichem Querschnitt,
2. aus ihrer einfacheren und damit schnelleren Handhabung bei der Anastomosierung ihrer Enden mit den Arterienstümpfen (LANDSLEITNER, 1977).

Diese Vorzüge der Kunststoffprothese führten zu der folgenden Untersuchung über ihre Eignung als Gefäßersatz im mikrochirurgischen Bereich.

HAUPTTEIL

I. ALLGEMEINES ÜBER ALLOPLASTIK

1. Biologische Grundlagen der Alloplastik

Über die Verwendung homologer Arterien als Ersatz bei größeren Gefäßmißbildungen berichtete zum ersten Mal der Amerikaner GROSS (1949). Er beschrieb Operationen bei Kindern mit Aortenkoarktation, bei denen erfolgreich homologe Arterientransplantate verwendet wurden.

Einen großen Aufschwung erlebte die Gefäßchirurgie mit der Einführung der alloplastischen Textilprothese durch VOORHEES (1952).

Gute Erfahrungen machte man besonders mit den beiden Kunststoffen Dacron (Polyäthylenterephthalat) und Teflon (Polytetrafluoräthylen). Die für Implantationszwecke geeigneten Kunststoffe müssen weitgehend auspolymerisiert, frei von industriellen Verunreinigungen und löslichen Additiven sein. Sie müssen auch im Körpermilieu chemisch stabil bleiben und dürfen somit nicht von den Körpersäften bzw. von den körpereigenen Abwehreinstellungen verändert oder zerstört werden (CONTZEN, 1972).

Tierexperimentelle Erfahrungen von HARRISON (1958) und LE VEEN (1949) zeigten, daß die chemische Stabilität und damit die biologische Verträglichkeit eines Kunststoffes weitgehend dessen Wasseraufnahmevermögen entspricht. Die Molekularstruktur des Polymeren wird durch die Aufnahme von Wasser, insbesondere von eiweißhaltiger Körperflüssigkeit, in seiner Beständigkeit und auch Belastungsfähigkeit verändert.

Von den zur Zeit in der alloplastischen Chirurgie verwendeten Kunststoffen weisen Dacron mit 0,04 Vol.% und vor allem Teflon mit 0,01 Vol.% das geringste Wasseraufnahmevermögen auf (CONTZEN, 1972).

HARRISON (1959) stellte in einer Langzeitstudie bei Berücksichtigung des statistischen Mittelwertes unter anderem fest, daß Dacronprothesen nach 128 Tagen 17 - 21 % und Teflonprothesen nach 358 Tagen bis zu 1,6 % ihrer ursprünglichen Reißfestigkeit einbüßen. Geringer Verlust an Reißfestigkeit ist für die mechanische Langzeitbelastung der Kunststoffinterponate im Organismus von entscheidender Bedeutung. Die Gefahr der Aneurysmenbildung und den daraus folgenden Komplikationen, wie der Perforation oder Thrombosierung des Kunststoffinterponates, wird mit einer hohen Reißfestigkeit des Kunststoffgewebes verringert.

Grundsätzlich ist für Kunststoffimplantate eine stabile Verankerung im Gewebe für deren bleibende Funktionstüchtigkeit nötig. Eine echte gewebliche Vereinigung zwischen alloplastischem Implantat und Implantatlager ist biologisch ausgeschlossen. Glatte impermeable Fremdkörper werden zwar von Bindegewebe eingeschleitet, innerhalb der Bindegewebskapsel ist jedoch unter Belastung stets ein mehr oder weniger großer Bewegungsausschlag möglich. Diese Bewegung des Fremdkörpers wiederum löst einen mechanischen Reizzustand mit entsprechender Entzündungsreaktion in der Kapsel aus. Die notwendige Verankerung des Kunststoffes kann durch Poren bzw. Maschen des Kunststoffteiles, in die Fibroblasten einsprießen, gewährleistet werden und somit eine belastungsfähige Verankerung geschaffen werden (CONTZEN, 1972).

Poröse Kunststoffe verringern die mesenchymale Reaktion des umgebenden Bindegewebes. Eine Verminderung der Porösität führt zu einer Zunahme der Kapseldicke um das Implantat und zu einer Vermehrung der kollagenen Anteile unter entsprechender Verminderung der vaskulären Elemente sowie einer daraus resultierenden erhöhten späteren Schrumpfungseigung. Weiterhin fördern die Porengröße und die geringe Dicke einer Prothese das Durchwachsen des Bindegewebes, also dessen Vereinigung mit den von der anderen Prothesenseite einsprießenden Granulationen. Somit ist eine Gefäßversorgung von beiden Seiten der Prothesenwand möglich.

Die resultierende Narbenplatte ist dünner, elastischer, weniger schrumpfungsanfällig und vor allem widerstandsfähiger bei mechanischer Belastung. Weiterhin handelt es sich bei Dacron und Teflon um im Körpermilieu sowohl chemisch als auch elektrogenetisch sehr stabile, nicht allergisierende Stoffe. Somit ist eine Intoxikation oder Sensibilisierung nicht zu erwarten (CONTZEN, 1972).

Schließlich wird die Intensität der lokalen Entzündungsreaktion, die beim Einbringen eines Kunststoffes in das Gewebe hervorgerufen wird, auch vom Implantationsort, d.h. von lokalisationsbedingten Unterschieden hinsichtlich der Reaktionsbereitschaft beeinflusst. Diese ist weitgehend abhängig von der Gefäßversorgung des Gewebes am Implantationsort (CONTZEN, 1972).

Unabdingbare Voraussetzung für eine erfolgreiche Implantation ist die aseptische Einbringung der Prothese. Durch bakteriell infizierte Fremdkörper kann eine permanente Bakteriämie unterhalten werden. Es kommt zur Demarkierung der Alloplastik durch Granulationsgewebe mit allen ihren Folgen, wie Anastomosenruptur oder Thrombose der Prothese als Spätkomplikation. Es entspricht der klinischen Erfahrung, daß eine bakterielle Wundinfektion nach Einbringung alloplastischer Prothesen stets einem therapeutischen Mißerfolg gleichzusetzen ist (CONTZEN, 1972).

2. Beschreibung des Materials Teflon

Die gute Verwendbarkeit des Materials Teflon (Fluon, Hostafluon = Polytetrafluoräthylen) ist auf die Grundstruktur des Materials zurückzuführen. Es wird durch Polymerisation von Tetrafluoräthylen gewonnen. Die monomeren Grundmoleküle, aus Tetrafluoräthylen bestehend, werden zu Molekülfäden ohne Abspaltungsvorgänge verkettet. Man erhält somit eine Kette, die sich chemisch mit der Formel $\text{CF}_2-(\text{CF}_2)_n-\text{CF}_2$ ausdrücken läßt (STEIN, 1972).

Teflon ist mikrokristallin und außer in Fluor und Chlortrifluorid in keinem Lösungsmittel unterhalb 320°C löslich oder quellbar. Nur geschmolzene Alkalimetalle (Kalium und Natrium) greifen es an. Bei 325°C wird Teflon amorph und ist bis zur Zersetzung bei etwa 450°C nicht thermoplastisch verarbeitbar, da es selbst im aufgetauten Zustand noch Bündel aus Molekülteilen enthält, in denen die Fadenstücke durch Kristallisationskräfte noch längs nebeneinander zusammengehalten werden. Deshalb wird zur Herstellung von Fasern eine Pulvermasse verpreßt und oberhalb des Umwandlungspunktes von 325°C langsam abgekühlt, wobei ein Gefüge hoher Kristallinität entsteht. Ein ganz amorpher Faden würde bei Belastung langsam fließen, während kristalline Teile dies weitgehend verhindern können. Teflon wirkt adhäsionsverhindernd, was bedeutet, daß andere, normalerweise klebrige Stoffe

nicht an ihm haften bleiben. Der Reibungskoeffizient ist sehr klein; Teflon auf Teflon entspricht der Reibung eines Eisblockes auf Eis (STEIN, 1972).

Die glatte Oberfläche von Teflon bringt BUNN (1958) mit der Erwägung in Zusammenhang, daß alle Molekülketten auf ungefähr gleicher Höhe enden könnten.

Rein makroskopisch handelt es sich bei dem Polytetrafluoräthylen- (PTFE-)Gefäßersatz um ein gezogenes Teflonrohr mit glatter Ober- und Innenfläche. Die Prothese ist weich, schmiegsam, gewebsporös und wenig elastisch.

Die Ultrastruktur des für den Gefäßersatz benützten PTFE-Gefäßes wurde von GOLDFARB (1975) näher beschrieben. Spindelförmige PTFE-Kerne sind mit ihrem kleineren Durchmesser parallel zur Längsachse des Interponates angeordnet. Diese Kerne sind durch feine, radiär von ihnen ausgehende PTFE-Fäden verbunden. Dadurch entsteht eine netzartige Struktur, deren Zwischenräume den größten Teil des Materials ausmachen. Der Abstand der Kerne als auch ihr Durchmesser können im Fabrikationsprozeß variiert werden. Der Ausdruck "pore size" wurde in die Fachliteratur eingeführt, um den Abstand der Kerne zu beschreiben.

Anhand von über 250 in Arterien eingesetzten PTFE-Interponaten von unterschiedlichen Eigenschaften versuchte GOLDFARB (1975) das am besten geeignete zu finden. Die

Versuche wurden an Hunden ausgeführt, wobei das Interponat in die Karotis, die Aorta und die Femoralarterie eingesetzt wurde. Variable Größen waren die Länge (4 - 12 cm), die Wanddicke (0,30 - 0,75 mm), die Dichte (0,24 - 0,35 mg/ml) und der Kernabstand (5μ bis größer als 300μ). Die besten Resultate wurden mit PTFE-Interponaten erzielt,

1. die eine Wanddicke von 0,3 - 0,5 mm aufwiesen,
2. einen über die ganze Länge des Implantates konstanten Knotenabstand von 20 - 30μ hatten,
3. bei denen der kleinere Kernachsendurchmesser parallel zur Längsachse des Transplantates gerichtet war und weniger als die doppelte Größe eines Erythrozyten betrug,
4. die eine Dichte von ungefähr 0,30 mg/ml aufwiesen.

Interponate mit diesen Eigenschaften erreichten eine nahezu 100 %ige Durchgängigkeit. Die Erfolgskontrolle auf Durchgängigkeit erfolgte in einem Zeitraum von 2 Wochen bis 8 Monaten nach Implantation. Histologische Untersuchungen der PTFE-Implantate ergaben eine vollständige Durchsetzung der Kunststoffwand mit Zellen, Bindegewebe und vereinzelt Blutkapillaren. Die Innenfläche des Interponates wurde von einer Neointima aus 2 bis 10 Zellschichten mit einer Dicke von 5 - 35μ ausgekleidet. Die Zellen zeigten flache, in Fließrichtung des Blutes orientierte Kerne, die einem richtigen Endothel ähnlich waren. Der Knotenabstand der PTFE-Gefäßwand von 20 - 30μ - er ent-

spricht etwa der 6fachen Größe eines Erythrozyten - ist für eine geringe Blutgerinselbildung in den Zwischenräumen verantwortlich. Eine Entstehung größerer Koagel ist dadurch nicht möglich. Sich bildende Mikrothromben werden schnell organisiert. Zelluläre Elemente wandern in die Netzstruktur der Wand ein und durchdringen sie vollständig. Kapillarsprossen dringen in die Gefäßwand ein und sorgen für die Ausbildung einer intramuralen Mikrozirkulation, die für eine Erhaltung der eingewanderten Zellen verantwortlich ist. Das Eindringen von Bindegewebe geht gleichzeitig auch von dem das Transplantat umgebenden Gewebe aus. Das führt zu einer immer stärker werdenden Verankerung des Transplantates im Organismus. Schon nach drei Wochen ist durch das kapillare Einwachsen aus dem umgebenden Gewebe eine ausreichende Mikrozirkulation entstanden, die das zelluläre Wachstum und den Stoffwechsel in der Wand unterstützen (GOLDFARB, 1975).

Um die Entstehung der Neointima zu erklären, beruft sich GOLDFARB (1975) auf die Theorie der omnipotenten Zellen, die arterielle Defekte laufend reparieren. Sie differenzieren sich in spezialisierte, längliche Endothelzellen, die eine Neointima bilden.

Aufgrund der hier geschilderten Eigenschaften scheint mit dem PTFE-Gefäßersatz ein ideales synthetisches Implantationsmaterial gefunden zu sein. WESLOWSKY (1963, 1966)

stellte an ein ideales synthetisches Transplantationsmaterial folgende Anforderungen:

1. Beständigkeit
2. kein biologischer Abbau
3. wünschenswerte mechanische Handhabung
4. niedrige Implantatdurchlässigkeit
5. hohe Einheilungsdurchlässigkeit

Die beiden letztgenannten Kriterien sind nur scheinbar widersprüchlich. Sie sollen zum Ausdruck bringen, daß einerseits die Wandstruktur genügend porös sein muß, um ein Gewebewachstum zu ermöglichen, andererseits aber ein größerer Blutverlust vermieden werden soll. Der PTFE-Gefäßersatz scheint alle diese Anforderungen in ausreichendem Maße zu erfüllen.

3. Anwendungsgebiete und bisherige Erfahrungen mit Teflon

Gewebtes Teflon wurde erstmalig erfolgreich von HARRISON (1958) als Arterienersatz bei Hunden getestet. Mit Hilfe einer Nähmaschine wurde aus Teflontextil ein Rohr von entsprechender Größe und Form genäht. 30 dieser Tefloninterponate von 4 cm Länge und 4 mm Durchmesser wurden in die Arteria carotis und Arteria femoralis der Tiere implantiert. Postoperativ wurde Penicillin über den Zeitraum von einer Woche gegeben. Die Verschlußrate betrug 11,4 %

bei einem Beobachtungszeitraum von bis zu 6 Monaten.

Gezogenes Teflonrohr wurde für den Ersatz von verschiedenen großen Venen des Abdomens und des Thorax bei 27 Tieren von SOYER (1972) beschrieben. 24 (89 %) der 27 Teflonprothesen waren bei der Durchgängigkeitskontrolle, die in einem Zeitraum von 2 Stunden bis zu 6 Monaten nach der Implantation vorgenommen wurde, durchgängig. Der Einsatz von Teflonprothesen durch SOYER (1972) in zwei klinischen Fällen zeigte ermutigende Ergebnisse für den Einsatz von Teflon als Venenersatz.

Ein Jahr später testete MASUMOTO (1973) das gleiche Material als Gefäßersatz für kleine Arterien von 3 mm Durchmesser und 5 cm Länge an Hunden. Er berichtet von einer Durchgängigkeitsquote von 100 % bei 17 eingesetzten Interponaten; drei weitere implantierte Interponate konnten aufgrund technischer Fehler nicht berücksichtigt werden.

KAPLAN (1976) setzte PTFE-Gefäße ein, um bei Dialysepatienten eine arteriovenöse Fistel anzulegen. Gezogene Teflonrohre von 4, 6 oder 8 mm Durchmesser und einer Länge von 40 - 50 cm wurden am Unterarm in Form einer länglichen Schleife implantiert und die Enden jeweils an die Arteria brachialis und die Vena basilica in der Ellenbeuge angeschlossen. Ein Vergleich von 15 PTFE-Implantaten mit 16 Heterotransplantaten aus speziell präparierten Rindergefäßen fiel zugunsten der Teflongefäßprothese aus.

Besseres Einheilen, geringere Thrombosierung, selteneres Auftreten von Infektionen und die geringeren Kosten waren ausschlaggebend für die Überlegenheit des PTFE-Implantates.

BAKER (1976), der 84 PTFE-Gefäßprothesen bei 72 Hämodialysepatienten als subkutane arteriovenöse Fistel implantierte, sah in der PTFE-Prothese ebenfalls ein verheißungsvolles Mittel, den Blutaustausch bei chronischen Hämodialysepatienten zu erleichtern.

SADE und CASTANEDA (1976) benutzten eine im Durchmesser 4 mm dicke PTFE-Prothese zur Anastomosierung von Aorta und Arteria pulmonaris als Alternative zur Blalock-Taussig-Anastomose bei Kindern mit Pulmonalarterienstenose.

Erste Versuche mit PTFE-Gefäßen auf dem Gebiet der mikrovaskulären Chirurgie wurden von LANDSLEITNER (1979) gemacht und die Ergebnisse auf dem 18. Symposium der deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie in Erlangen 1977 erstmalig vorgestellt. Bei 15 Ratten wurde unterhalb der Nierenarterienabgänge ein Aortensegment entnommen und durch ein PTFE-Interponat von 1 mm Durchmesser ersetzt. Alle Ratten überlebten den Zeitraum bis zur Tötung nach einer bzw. drei Wochen. Eine Angiographie nach einer Woche zeigte guten Durchfluß durch das Interponat. Berichtet wird auch von zuweilen auftretenden Aneurysmen. Die histologische Untersuchung wies eine äußere, die Pro-

these umgebende Bindegewebskapsel, die Gefäßwand penetrierende Bindegewebszellen und die Bildung einer Neointima nach. Aussagen über Langzeitergebnisse konnten nicht gemacht werden.

Über Experimente mit PTFE-Gefäßen in der mikrovaskulären Chirurgie berichtet auch ESATO (1979). Allerdings benutzte er PTFE-Gefäße der Firma GORE TEX mit einem Innendurchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 4 cm, die er in die Femoralarterie von Hunden implantierte. Die Tiere wurden in 2 Gruppen eingeteilt. Fünf Hunde mit jeweils zwei Kunststoffinterponaten erhielten Pluronic F 68, einen gerinnungshemmenden Faktor. Die gleiche Anzahl von Hunden mit ebenfalls jeweils zwei Kunststoffinterponaten erhielt keine gerinnungshemmenden Faktoren. Die Durchgängigkeitsrate ergab nach zwei Wochen 33,3 % (mit Pluronic F 68) und 21,5 % (ohne Pluronic F 68). Esato führt dies auf eine frühe Thrombusbildung zurück, auf die eine starke Granulationsgewebekonstruktion an der Anastomosenbegrenzung folgt.

Bei dem in dieser Arbeit benutzten Material handelt es sich um ein gezogenes Teflonrohr der Firma IMPRA. Der Innendurchmesser beträgt 1 mm, die Länge 10 - 12 mm.

II. VERSUCHSBESCHREIBUNG

1. Allgemeine Versuchsbeschreibung

1.1 Vorversuche

Der Versuchsserie gingen zahlreiche Vorversuche an Ratten und Kaninchen voraus. Es wurden zwei Vorversuchsserien durchgeführt.

Die erste Serie beschränkte sich auf das Erlernen der mikrochirurgischen Technik des Anastomosierens von Arterien. Dafür wurde bei 20 Ratten die Aorta unterhalb des Abganges der Arteriae renales durchtrennt und unter mikrochirurgischen Bedingungen wieder anastomosiert.

Die zweite Serie umfaßte 20 Kaninchen. Hierbei wurde der Umgang mit den neuen PTFE-Transplantaten geübt und eine geeignete Stelle für das Einbringen der Kunststoffarterien gesucht. Aus zwei Gründen erwies sich die Arteria femoralis superficialis in ihrem Verlauf durch den Adduktorenkanal als am besten geeignet. Erstens kann hier das Lumen des Kunststoffgefäßes bei Bewegungen des Beines nicht eingeeengt werden; zweitens weist die Arterie hier in ihrem Verlauf nur sehr wenige abzweigende Äste auf.

1.2 Hauptversuchsserie

Die Hauptversuchsserie umfaßte 30 Kaninchen. Es wurden Tiere von 3 bis 4 kg Gewicht verwendet. Den Tieren wurde nach Resektion eines Gefäßabschnitts der Arteria femoralis superficialis ein Teflonimplantat in das rechte Bein, kurz nach der Verzweigung der Arteria femoralis in die Arteria profunda und superficialis eingesetzt. Die Operation erfolgte unter sterilen Bedingungen.

Die auf diese Weise operierten Tiere wurden in drei Gruppen von jeweils 10 Tieren eingeteilt. Die Tiere der ersten Gruppe wurden zwei Wochen nach der Implantation laparotomiert; dann wurde ihnen intraaortal als Röntgenkontrastmittel Angiografin gespritzt, um den Durchblutungszustand der Beinarterien röntgenologisch darzustellen. Anhand des Röntgenbildes wurden die Gefäße des operierten rechten Beines mit denen des linken verglichen. Mit der zweiten Gruppe wurde nach vier Wochen auf die gleiche Weise verfahren, mit der dritten Gruppe nach sechs Wochen.

Von fünf Kaninchen wurden die PTFE-Implantate freipräpariert und samt einem Stück ihrer beidseitig anastomosierten Arterie für eine histologische Untersuchung entnommen, in drei Fällen zwei Wochen, in zwei Fällen vier Wochen nach der Operation. Die auf diese Weise erhaltenen 30 Röntgenbilder und 5 histologischen Präparate wurden daraufhin ausgewertet (siehe III.1 und III.2).

2. Operationsprotokoll mit ausführlicher Beschreibung der Operationsmethode

Das Kaninchen wird zur Vorbereitung auf die Operation zuerst mit einer intramuskulären Injektion von 2 ml Ketanest 50 mg beruhigt. Darauf wird das Ohr rasiert und ein Venenkatheder in die Ohrvene eingebracht. In diesen venösen Zugang werden dem Gewicht des Tiers entsprechend 1,5 - 2 ml (0,5 ml/kg Körpergewicht) eines Barbiturates (Nembutal-Na) langsam injiziert. Je nach Gewicht des Tieres und Dauer der Operation muß man nach 1 - 2 Stunden 0,3 - 0,5 ml Nembutal-Na nachspritzen, um das Tier in Narkose zu halten. Die Tiefe der Narkose kann am Kornealreflex überprüft werden.

Das betäubte Tier wird nun an seinen Extremitäten fixiert; die Innenseite des rechten Oberschenkels wird rasiert und mit Merfentinktur desinfiziert, das Tier mit einem sterilen Lochtuch, das die Innenseite des rechten Oberschenkels freiläßt, abgedeckt. Auf das Operationsfeld wird eine Inzisionsfolie aufgebracht.

Zunächst erfolgt eine ungefähr 5 - 7 cm lange Inzision an der Oberschenkelinnenseite, dem vermuteten Verlauf der Arterie femoralis folgend. Die Haut wird mobilisiert und durch zwei Haltenähte fixiert, so daß ein rautenförmiges Operationsfeld entsteht. Verletzte Hautgefäße werden koaguliert. Die Fascia lata wird vorsichtig durch-

trennt, sodann der Muskulus sartorius zur Seite geschoben und die Membrana vastoadductoria, die lateral vom Musculus vastus medialis und medial vom Musculus adductor magnus begrenzt wird, vorsichtig gespalten. Die eben genannten Muskeln werden durch eine Spreizklemme zur Seite geschoben und fixiert, um den Adduktorenkanal freizugeben. Für die weiteren Operationsschritte wird ein Zeissmikroskop mit Fußtastatur zur Regulierung von Vergrößerung und Tiefenschärfe herangezogen. Nun kann der Gefäßnervenstrang aufgesucht werden. Der Nervus saphenus wird von dem Gefäßbündel abpräpariert.

Das Gewebe muß von Zeit zu Zeit mit isotonischer Kochsalzlösung befeuchtet werden; dadurch wird dem Austrocknen der Gewebestrukturen vorgebeugt.

Dann wird die gemeinsame Scheide der Vasa femoralia vorsichtig mit einer Mikroschere in einer Länge von 2 - 3 cm durchtrennt. Die Arteria und Vena femoralis werden sorgfältig voneinander isoliert (Abb. 1). Die kleineren, unbedeutenden Äste, die die Arterie hier abgibt, werden durch 8.0 Ethilon-Fäden ligiert und durchtrennt. Ist die Arterie auf einer Länge von 2 cm frei von abgehenden Ästen, wird sie durch eine Mikroklemme proximal abgeklemmt. Eine zweite Mikroklemme wird 2 cm distal von der ersten angebracht. Aus dem beidseitig unterbundenen Arterienstück wird ein etwa 1 cm langes Stück reseziert und



Abb. 1. Gefäßnervenbündel, aufgetrennt in Arterie, Vene und Nerv



Abb. 2. Distaler Arterienstumpf der durchtrennten und teilresezierten A. femoralis, nach Adventitiaresektion und Heparinspülung

verworfen. Über die beiden Gefäßstümpfe wird mit Hilfe einer Mikropinzette das periadventitielle Bindegewebe gezogen und mit der Mikroschere abgeschnitten. Danach wird das Gefäßlumen mit einer mit Heparinlösung gefüllten Spritze, auf der eine feine Knopfkanüle sitzt, ausgespült, ohne die Intima zu verletzen. (Abb. 2).

Das mit Äthylenoxid sterilisierte PTFE-Interponat wird hierauf in den entstandenen Gefäßdefekt eingepaßt. Dabei ist zu beachten, daß es nicht zu lang ist, um das "kinking" - darunter versteht man das Schleifenbilden der Arterie - zu vermeiden. Bei Veneninterponaten wird dies dadurch erreicht, daß das Veneninterponat etwas kürzer als der zu überbrückende Arteriendefekt gewählt wird, da es eine starke Längselastizität besitzt, was beim Kunststoffinterponat nicht der Fall ist. Daher muß dieses etwas größer als das resezierte Arterienstück sein, um eine spannungsfreie Naht zu ermöglichen.

Die Naht wird mit einem 10.0 Ethilon Nylon-Faden ausgeführt. Hierbei wird die Nahttechnik der Biangulationsnaht von COBBETT (1967) angewandt. Hat die Nadel die Wand der Arterie und des PTFE-Implantates durchstoßen, wird sie mit der Pinzette gefaßt und vorsichtig in Richtung ihrer Krümmung gänzlich durchgezogen, bis das Ende des Fadens erreicht ist. Dann wird der Knoten bei geringerer Vergrößerung mit Hilfe von Nadelhalter und Mikropinzette

2 mal rechts und 1 mal links geknüpft. Ein Fadenende wird jeweils bei den ersten beiden Knoten etwa 1 cm lang gelassen. Sind die beiden Führungsnähte an dem proximalen Ende des Interponates bei 0° und 120° gesetzt, erfolgt dies in gleicher Weise am distalen. Man achte hierbei darauf, daß es zu keiner Rotation um die Längsachse des Interponates kommt, da sonst das Lumen der Arterie durch die Rotationsverschiebung zugeschnürt werden und es so zum Verschuß kommen kann.

Vorteilhaft ist es, bei der Naht zuerst die Arterienwand und dann vom Lumen des Interponates her, unter leichtem Gegendruck der Pinzette, die Kunststoffwand zu durchstoßen. Man kann dadurch die Nadel mit Hilfe der Pinzette besser führen und vermeidet das Durchstoßen der Rückwand des Kunststoffinterponates (Abb. 3).

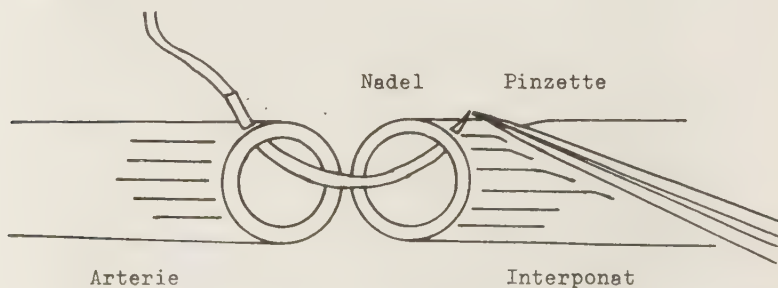


Abb. 3. Durchstoßen der Arterienwand, dann erst des Kunststoffinterponates mit der Mikronadel unter leichtem Gegendruck der Pinzette

Die dritte Naht wird in der Mitte zwischen den beiden vorderen Nähten bei 60° gesetzt. Danach folgen weitere Nähte bei 30° und 90° (Abb. 4).

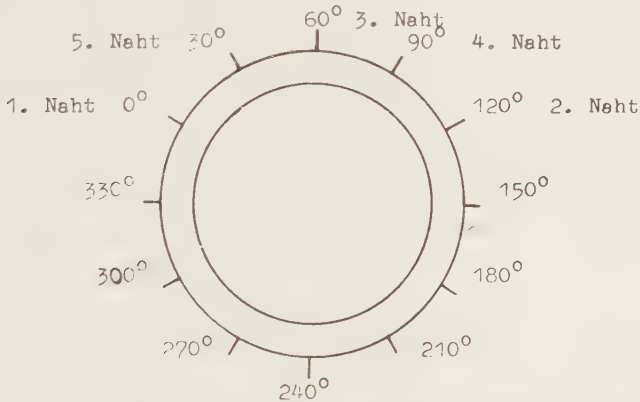


Abb. 4. Anordnung und Reihenfolge der Nähte an der Anastomose. Führungsnähte bei 0° , 120° und 240° .

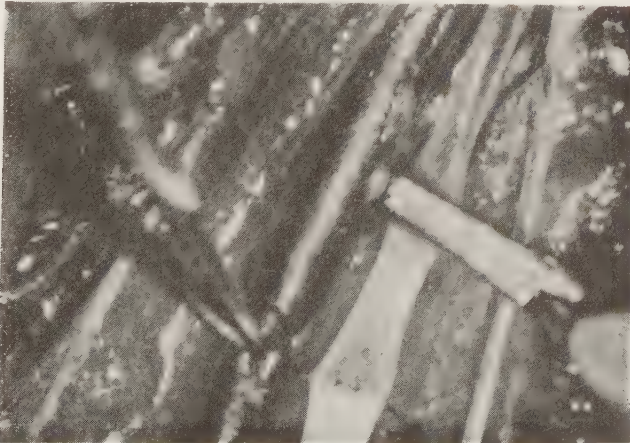


Abb. 5. Proximaler Stumpf der A. femoralis mit PTFE-Interponat nach Biangulationsnaht nach Cobbett mit Blick auf die genähte Vorderwand nach Drehung um 180° .

Dann werden beide Klemmen um 180° gedreht und das Ende einer Führungsnaht unter der teilweise rekonstruierten Anastomose durchgeschoben, um die Rückseite besser darstellen zu können (Abb. 5).

Die Rückwand wird in gleicher Weise wiederhergestellt, nachdem bei 240° eine zentrale Führungsnaht gesetzt worden ist. Die Fadenenden der Einzelknopfnähte werden dabei möglichst kurz abgeschnitten; so können sie nicht in das Lumen gezogen oder bei folgenden Nähten mitgefaßt werden.

Sind auf diese Weise beide Enden des Interponates mit der Arterie anastomosiert, werden die Führungsnahte gekürzt. Die distale Klemme wird geöffnet. Das unter niedrigem Druck zurückfließende Blut versiegelt die Nahtstellen der Anastomosen. Dann wird die proximale Gefäßklemme geöffnet. Die Durchgängigkeit der Anastomosen wird nach der Technik von O'BRIEN (1977) überprüft. Dazu greift eine Mikropinzette die Arterie direkt stromabwärts hinter der distalen Anastomose mit ausreichendem Druck, um den Blutstrom zu unterbrechen. Eine zweite Mikropinzette entleert durch Ausstreichen der Arterie stromabwärts das Gefäßlumen von Blut. Dann wird, während die distale Pinzette das Gefäßlumen verschließt, die distal von der Anastomose gelegene proximale Pinzette geöffnet. Sind die Anastomosen durchgängig, fließt Blut durch das Interponat und füllt das ausgestrichene Arteriensegment (Abb. 6, 7, 8, 9).



Abb. 6.
Durchgängigkeitsprobe
der Gefäßanastomosen:
Ergreifen der Arterie
stromabwärts hinter der
distalen Anastomose mit
zwei Mikropinzetten

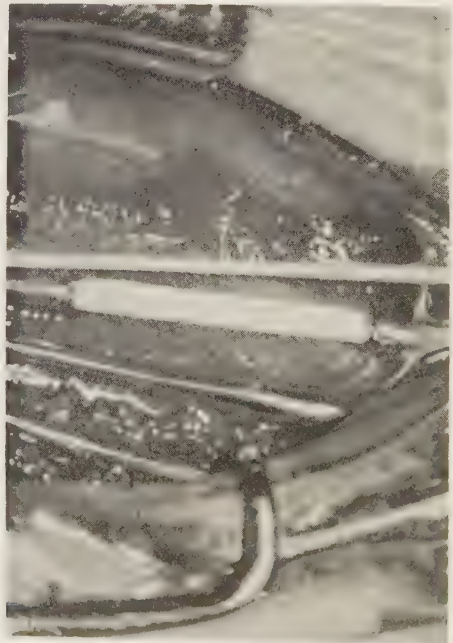
Abb. 7
Die distal von der Ana-
stomose gelegene Mikro-
pinzette entleert durch
Ausstreichen der Arterie
stromabwärts des Gefäß-
lumen von Blut





Abb. 8
Öffnen der distal
von der Anastomose ge-
legenen proximalen
Pinzette; dadurch Auf-
füllung des ausgestrich-
enen Arteriensegmen-
tes mit Blut von pro-
ximal her durch das
PTFE-Interponat

Abb. 9
PTFE-Interponat nach
gelungener Implan-
tation



Nach der Durchgängigkeitskontrolle wird der Adduktorenkanal durch Naht der oberflächlichen Muskelfaszie unter normaler Sicht des Auges mit Catcut-Faden verschlossen. Die anschließende Hautnaht wird mit einem 3.0 Mersilene-Faden von Ethilon ausgeführt. Die gereinigte Hautnaht wird mit einem sprühbaren Wundpflaster abgedeckt.

Eine postoperative Ruhigstellung des operierten Beines erfolgte nicht, da keine Wundheilungsstörungen auftraten.

III. VERSUCHSERGEBNISSE

1. Angiographische Ergebnisse

Die Abbildungen 10 und 11 (Seite 41) zeigen Arteriogramme zweier Hasen, die zwei Wochen nach Implantation der PTFE-Gefäße angefertigt wurden. Abbildung 10 zeigt ein durchgängiges Interponat, an dessen proximalem und distalem Ende (s. Pfeile) eine leichte Einengung des Gefäßlumens zu erkennen ist. Abbildung 11 zeigt ein nicht durchgängiges Interponat. Der Verlauf der Arteria femoralis des rechten Beines weist im Bereich des Oberschenkels einen 2 cm langen Röntgenkontrastdefekt auf, hervorgerufen durch den Verschuß des implantierten Teflongefäßes.

Die Operationsergebnisse sind in untenstehender Tabelle zusammengefaßt. Die angiographisch nachgewiesene Durchgängigkeitsquote zwei Wochen nach der Operation betrug 30 %. Vier und sechs Wochen nach der Operation konnte hingegen keine Durchgängigkeit mehr festgestellt werden. Somit ergibt sich insgesamt eine Erfolgsquote von 10 %.

Angiographiezeitpunkt (in Wochen) nach der Implantation	Anzahl der operierten und angiographierten Tiere	davon durchgängig	davon nicht durchgängig	Durchgängigkeitsrate in %
2	10	3	7	30
4	10	0	10	0
6	10	0	10	0



Abb. 10. Röntgenologische Gefäßdarstellung der Hinterläufe eines Hasen, 2 Wochen nach Implantation eines Teflongefäßes in den rechten Hinterlauf. Implantat durchgängig (s. Pfeile).

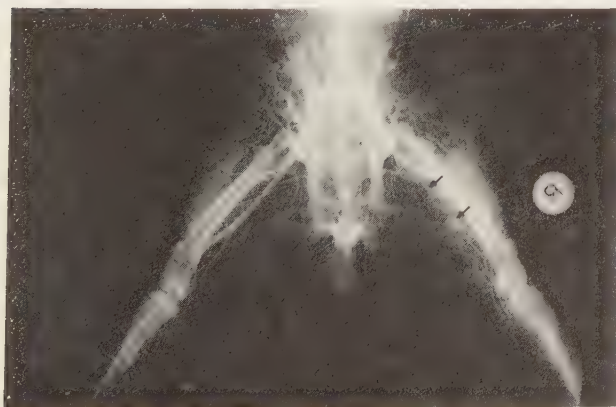


Abb. 11. Röntgenologische Gefäßdarstellung der Hinterläufe eines Hasen, 2 Wochen nach Implantation eines Teflongefäßes in den rechten Hinterlauf. Deutlicher Gefäßfüllungsdefekt (s. Pfeile).

2. Histologische Ergebnisse

Bei der Entnahme des Kunststoffgefäßes nach zwei und vier Wochen war makroskopisch ein von dichtem und festem Bindegewebe umgebenes Implantat feststellbar. Eine Entnahme von Interponat und der daran angrenzenden Arteria femoralis zur histologischen Untersuchung war sechs Wochen nach der Operation leider nicht möglich. Die Arteria femoralis war beidseits der Anastomosen zu einem dünnen Strang geschrumpft. Die Anastomosen waren durch den nekrotischen Verfall der Arterie in diesem Bereich nicht mehr darstellbar.

Histologische Untersuchungen wurden von insgesamt fünf Interponaten gemacht. Vier davon wurden zwei Wochen nach Implantation entnommen, wobei zwei angiographisch als durchgängig, zwei weitere als nicht durchgängig erkannt worden waren. Das fünfte Interponat war bei Entnahme vier Wochen implantiert und angiographisch nicht durchgängig.

Die beiden durchgängigen Interponate (Abb. 12 und 13) zeigen ein freies, nur mit Erythrozyten gefülltes Lumen. Die Innenwände des Interponates werden von einer zellreichen Neointima mit reichlich Fibroblasten und einzelnen Makrophagen ausgekleidet. Diese Zellen sind im Bereich der Prothesenwand sehr dicht und zum Lumen hin weit gestreut angeordnet. An der flachen Endotheldecke sind keine wandhaftenden Thromben feststellbar. Das periaventitielle Gewebe, welches das Kunststoffinterponet einhüllt, ist durch dichte

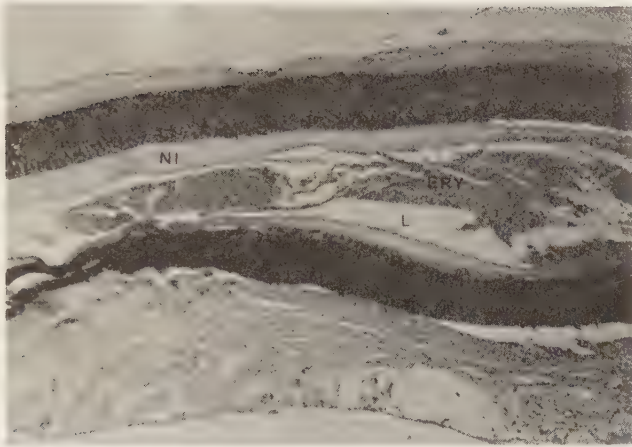


Abb. 12. Übersichtsaufnahme eines durchgängigen Interponates 2 Wochen nach Implantation (2 Wo. p. I.) mit periadventitiellem Gewebe (A), Wand des Tefloninterponates (TI), Neointima (NI) und Erythrozyten (ERY) im Lumen (L) des Interponates. Fbg. HE, Vergr. 65 X

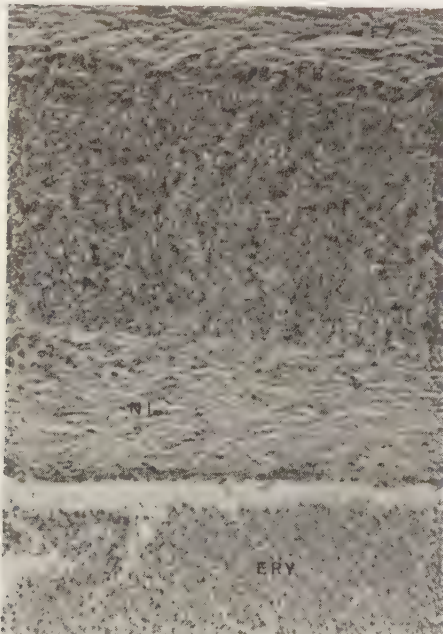


Abb. 13
Zelldurchdringung der
Interponatwand (2 Wo.
p. I.)
Fibrozyt (FZ)
Fibroblast (FB)
Fbg. HE, Vergr. 325 X

Fibroblastensammlungen gekennzeichnet. Sie bilden eine dicke Schicht aus sechs Zellagen unmittelbar an der Gefäßprothese. In der Peripherie findet man eine Abnahme der Fibroblastenaktivität und Übergang in Fibrozyten.

In allen Abschnitten der Prothese findet eine dichte Wanddurchwachsung mit Zellen, überwiegend Fibrozyten, statt. Ihre Zellkerne sind säulenartig in den Maschenlücken der PTFE-Fibrillen angeordnet (Abb. 14).

Vereinzelte erythrozytenführende Kapillaren sind in der Adventitia vorhanden. Ein Eindringen in die Gefäßwand fehlt allerdings. Im Anastomosenbereich ist sehr zellreiches Fibroblastengewebe erkennbar, das sich in das Lumen des Gefäßes vorwölbt. Die Fäden werden von Plasmazellen, Lymphozyten und Fremdkörperriesenzellen umgeben. Zahlreiche blutgefüllte Kapillaren durchsetzen den Anastomosenbereich, in dem sich zudem regelmäßig scholliges Material nachweisen läßt. Eine größere granulo-leukozytäre Reaktion darauf ist nicht zu erkennen (Abb. 15).

Die drei verschlossenen, zwei und vier Wochen alten Implantate zeigen ein an beiden Enden verschlossenes, mit einem lebhaft proliferierenden Granulationsgewebe ausgefülltes Lumen. Das Granulationsgewebe ist reichlich mit Kapillaren durchsetzt. Das angrenzende Lumen der Arterie zeigt einen in Organisation befindlichen Thrombus, der bis in das Interponat hineinreicht. Das Gefäßlumen des Interponates ist von zerfallenden Erythrozyten ausgefüllt (Abb. 16).

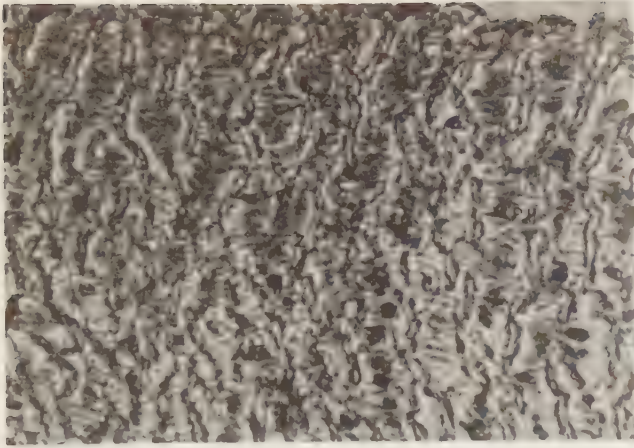


Abb. 14. Säulenaufbau der wandständigen Fibrozyten (FZ) zwischen den senkrecht verlaufenden PTFE-Fibrillen (PF) (2 Wo. p. I.), Fbg. HE, Vergr. 850 X

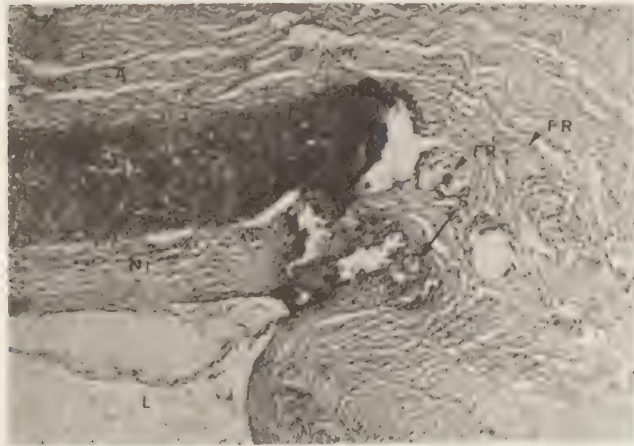


Abb. 15. Anastomosierende eines durchgängigen Interponates (2 Wo. p. I.), Fremdkörperriesenzelle (FR), scholliges Material (S), periadventitielles Gewebe (A), Tefloninterponat (TI), Neointima (NL), Fbg. HE, Vergr. 160 X



Abb. 16. Lumen eines nicht durchgängigen Interponates
(4 Wo. p. I.) mit in Organisation befindlichem Thrombus
(THR), Fbg. HE, Vergr. 160 X

IV. DISKUSSION

Der bisherige Einsatz von Kunststoff als Gefäßersatz zeigte bei größeren Gefäßkalibern gute Ergebnisse. Erste Erfahrungen mit Kunststoffgefäßen aus Teflon wurden von SOYER (1972) beschrieben. MASUMOTO (1973) testete das PTFE-Interponat als Gefäßersatz von 3 mm dicken Arterien und erreichte eine Durchgängigkeitsquote von 100 %. Ergebnisse mit Teflonröhren von 1,5 mm Durchmesser für den Gefäßersatz wurden von ESATO (1979) veröffentlicht. Die Durchgängigkeitsquote ergab mit gleichzeitiger Gabe von Anti-Hagemann-Faktor Pluronic F 68 nach zwei Wochen 33,3 %; ohne ihn betrug sie nur 21,5 %.

Die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse weisen eine Durchgängigkeitsquote von 30 % nach zwei Wochen auf. Antikoagulationen wurden postoperativ nicht gegeben. Der vollständige Verschuß der Interponate nach vier und sechs Wochen macht deutlich, wie stark die Durchgängigkeitsquote vom Faktor Zeit abhängig ist. Welch große Bedeutung dem Gefäßdurchmesser zukommt, ergibt sich aus einem Vergleich mit den Ergebnissen oben genannter Arbeiten.

Durch eine Verengung des Gefäßlumens aufgrund einer Neointimebildung, vor allem aber durch eine starke Granulationsgewebebildung im Bereich der Gefäßanastomosen kommt es zu einem Verschuß des Lumens, und zwar sowohl an der

distalen wie auch an der proximalen Anastomose. Wie die histologischen Schnitte gezeigt haben, schiebt sich dieses Granulationsgewebe - O'BRIEN (1977) bezeichnet es als subintimale Hyperplasie - von den angrenzenden Arterienenden in das Gefäßlumen des Teflonrohres vor. Der dadurch entstehende, gut kapillarisierte Granulationsgewebewulst führt durch ständiges Anwachsen langsam zum Verschluß der Arterie und einer darauffolgenden Thrombosierung.

Mit dem Arterienersatz durch kleine Venen konnte O'BRIEN (1977) bessere Ergebnisse erzielen. 45 heparingespülte Venenstücke von 1 - 1,5 cm Länge wurden als Gefäßersatz unter Anwendung mikrochirurgischer Technik in die Femoralarterie von Kaninchen eingesetzt. Die Durchgängigkeitskontrolle wurde über einen Zeitraum von 1 bis 21 Wochen durchgeführt. Es wird von einer Durchgängigkeitsquote von 71 % berichtet. In einer weiteren Serie von 25 Beinveneninterponaten waren 24 (96 %) bei Nachschau in der zweiten postoperativen Woche durchgängig. Die histologische Untersuchung ergab ebenfalls das Einwachsen subintimaler Hyperplasie von der Arterie in das Venenersatzstück mit dessen fortschreitender Arterialisierung. Die subintimale Hyperplasie war jedoch nicht so exzessiv wie bei den Tefloninterponaten. Am stärksten ausgeprägt war sie dort, wo die Unterbrechung der Membrana elastica interna am größten war.

Dies kann als Erklärung für die Überlegenheit von Venen als Gefäßersatz gegenüber Teflonröhrendienen, da die Unterbre-

chung der Membrana elastica interna über die Länge des PTFE-Interponates vollständig ist und somit zu einer größeren subintimalen Hyperplasie führt.

Abschließend kann somit festgestellt werden, daß Kunststoffgefäße aus Teflon von 1 mm Durchmesser und 10.- 12 mm Länge für einen Gefäßersatz auf längere Sicht nicht geeignet sind. Eine Verwendung würde sich dann anbieten, wenn das Problem der übermäßigen Granulationsgewebekonstruktion im Anastomosenbereich und die folgende Thrombosierung vermieden werden könnten.

V. ZUSAMMENFASSUNG

30 Gefäßimplantate aus Teflon mit einem Durchmesser von 1 mm und einer Länge von 10 - 12 mm wurden in die Femoralarterie von Kaninchen implantiert. Die Tiere wurden in drei Gruppen von jeweils zehn Tieren eingeteilt, wobei die erste Gruppe zwei Wochen, die zweite vier Wochen und die dritte sechs Wochen nach der Implantation arteriographiert wurde. Die Durchgängigkeitsraten ergaben 30 % bei den nach zwei Wochen arteriographierten Tieren. Bei den nach vier und sechs Wochen arteriographierten Kaninchen war kein Interponat durchgängig. Insgesamt ergab sich somit eine Durchgängigkeitsquote von 10 %.

Die histologische Untersuchung wies starke Granulationsgewebebildung im Bereich der Anastomosen mit Verschluß der Arterie und des PTFE-Interponates und einer darauffolgenden Thrombose nach. Das Implantat war in allen Bereichen des Lumens von einer Neointima bedeckt, die Gefäßwand von Fibrozyten durchwachsen. Dichtes periadventitielles Gewebe aus Fibroblasten und Fibrozyten umgab das PTFE-Implantat.

Eine Verwendung von Kunststoffgefäßen aus Teflon als Ersatz für Veneninterponate im mikrochirurgischen Bereich kann aufgrund der hier gewonnenen Ergebnisse nicht empfohlen werden.

VI. LITERATURVERZEICHNIS

ACLAND, R.

A new needle for microvascular surgery.

Surgery 71, 130-131 (1972)

ACLAND, R.

Prevention of thrombosis in microvascular surgery by the use of magnesium sulphate.

Brit. J. plast. Surg. 25, 292-299 (1972b)

BAKER, L.D., Jr., J. M. JOHNSON and D. GOLDFARB

Expanded Polytetrafluorethylene (PTFE) subcutaneous arterio-venous conduit: An improved vascular access for chronic hemodialysis.

Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 22, 382-387 (1976)

BLALOCK, A. and E. A. PARK

The surgical treatment of experimental coarctation (atresia) of the aorta.

Ann. Surg. 119, 445-456 (1944)

BUNKE, H. J. and W. P. SCHULZ

Experimental digital amputation and reimplantation.

Plast. reconstr. Surg. 36, 62-70, (1965)

BUNKE, H. J. and W. P. SCHULZ

Immediate Nicaledoni procedure in the Rhesus monkey, or hallux-to-hand transplantation, utilizing microminiature vascular anastomoses.

Brit. J. plast. Surg. 19, 332-337 (1966)

BUNKE, H. J. and W. P. SCHULZ

Total ear reimplantation in the rabbit utilizing micro-miniature vascular anastomoses.

Brit. J. plast. Surg. 19, 15-32 (1966)

BUNKE, H. J., D. H. Mc LEAN and P. T. GEROGE

Thumb replacement: Great toe transplantation by micro-vascular anastomosis.

Brit. J. plast. Surg. 26, 194-202 (1973)

BUNN, C. W., A. J. COBBOLD and R. P. PALMER

The fine structure of Polytetrafluorethylene.

J. Polymer Sci. 28, 365-376 (1958)

CARREL, A.

La technique opératoire des anastomoses vasculaires et la transplantation des viscéres.

Med. Lyon 98, 859-864 (1902)

COBBETT, J. R.

Small vessel anastomosis.

Brit. J. plast. Surg. 20, 16-20 (1967)

COBBETT, J. R.

Free digital transfer: Report of a case of a great toe to replace an amputated thumb.

J. Bone Jt. Surg. 51B, 677-679 (1969)

COBBETT, J. R.

Two free transfers.

Transactions Fifth International Congress of Plastic and Reconstructive Surgery, Melbourne, Butterworth, Australia, 576-577 (1971)

CONTZEN, H.

Biologische Grundlagen der Alloplastik.

In: Handbuch der Plastischen Chirurgie, GOHRBANDT, E., J. GABKA und A. BERNDORFER, Band I, Teil 2, 14, 1-36
W. d. Gruyter-Verlag, Berlin, New York 1972

CRAFOORD, C. and G. NYLIN

Congenital coarctation of the aorta and its surgical treatment.

J. Thorac. Surg. 14, 347-352 (1945)

DANIEL, R. K. and J. K. TERZIS

Reconstructive Microsurgery

Little, Brown and Company, Boston 1977

DOUGLAS, D.

Successful replacement of completely avulsed portions of fingers with composite grafts.

Plast. reconstr. Surg. 23, 213-225 (1959)

ESATO, K., E. ODA, H. MIYASHITA, S. YASUTAKE, N. MORITA
and R. YAMAKI

Expanded Polytetrafluorethylene Grafts for a small artery replacement.

Jap. J. Surg. 2, 164-171 (1979)

GOLDFARB, D., L. D. BAKER, D. A. GALL, R. ROE, C. D.
CAMPBELL, J. G. R. VOLDER and H. GREEN

Expanded Polytetrafluorethylene (PTFE) - A superior bio-compatible material for vascular prosthesis.

Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium 1975

Amer. J. Surg. 132, 723-727 (1976)

GROSS, R. E.

Surgical correction of coarctation of the aorta.

Surgery 18, 673-678 (1945)

GROSS, R. E.

Surgical treatment for coarctation of the aorta.

J. amer. med. Ass. 139, 285-292 (1949)

HARRISON, J. H.

Synthetic materials as vascular prosthesis, I: Comparative study of Nylon, Dacron, Orlon, Ivalon sponge and Teflon.
Amer. J. Surg. 95, 3-15 (1958)

HARRISON, J. H.

Synthetic materials as vascular prosthesis, II: Comparative study of Nylon, Dacron, Orlon, Ivalon sponge and Teflon in large blood vessels with tensile strength studies.
Amer. J. Surg. 95, 16-24 (1958)

HARRISON, J. H.

Synthetic materials as vascular prosthesis, III: Long term studies an grafts of Nylon, Dacron, Orlon and Teflon replacing large blood vessels.
Surg. Gynec. Obstet. 108, 433-438 (1959)

HAYHURST, J. W. and B. McC. O'BRIEN

An experimental study of microvascular technique, patency rates and related factors.
Brit. J. plast. Surg. 28, 128-132 (1975)

IKUTA, Y.

Studies on small vessel anastomosis.
Hiroshima J. med. Sci. 17, 285-289 (1968)

JACOBSON, J. H. and E. L. SUAREZ

Microsurgery in the anastomosis of small vessels.

Surg. Forum 11, 243-245 (1960)

JAHNKE, E. J. and S. F. SEELEY

Acute vascular injuries in the Korean War: an analysis of 77 consecutive cases.

Ann. Surg. 138, 158-177 (1953)

KAPLAN, M. S., K. S. MIRAHMADI, R. L. WINER, J. T. GORMAN,
N. CABIRVAZIRI and S. M. ROSEN

Comparison of "PTFE" and bovine grafts for blood access in dialysis patients.

Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 22, 388-393 (1976)

KOMATSU, S. and S. TAMAI

Successful replantation of a completely cut-off thumb:

Case report.

Plast. reconstr. Surg. 42, 374-377 (1968)

LANDSLEITNER, B.

Einführung der Mikrokunststoffprothese in die mikrovaskuläre Chirurgie.

Handchirurgie 11, 143-147 (1979)

LE VEEN, H. H. and J. R. BARBERIO

Tissue reaction to plastics used in surgery with special reference to Teflon.

Ann. Surg. 129, 74-84 (1949)

MASUMOTO, H., T. HASEGAWA, K. FUSE, M. YAMAMOTO and M. SAIGUSA

A new vascular prosthesis for a small calibre arteria.

Surgery 74, 519-523 (1973)

McKEE, M. and C. R. PETERS

Reconstruction of the Hypopharynx and cervical Esophagus with microvascular jejunal transplant.

Clinics plast. Surg. 2, 305-312 (1978)

McLEAN, B. H. and H. J. BUNKE Jr.

Autotransplant of omentum to a large scalp defect, with microsurgical revascularisation.

Plast. reconstr. Surg. 49, 268-274 (1972)

O'BRIEN, B. McC.

Microvascular Reconstructive Surgery

Churchill Livingstone, Edinburgh 1977

O'BRIEN, B. McC.

Microvascular Surgery - its Present Place in Reconstructive Surgery.

Handchirurgie 10, 75-76 (1978)

PAYR, E.

Weitere Mittheilungen über Bewendung des Magnesiums bei der Naht der Blutgefäße.

Langenbecks Arch. klin. Chir. 64, 724-740 (1901)

SADE, R. M. and A. R. CASTANEDA

Recent advances in cardiac surgery in the young infant.

Surg. Clin. N. Amer. 56, 451-465 (1976)

SHUMACKER, H. B. and R. J. LOWENBERG

Experimental studies in vascular repair.

Surgery 24, 79-89 (1948)

SOYER, T., M. LEMPINEN, P. COOPER, L. NORTON and B. EISEMANN

A new venous prosthesis.

Surgery 72, 864-872 (1972)

STEIN, F.

Die Pathologische Anatomie der Transplantate.

In: Handbuch der Plastischen Chirurgie, GOHRBAND, E.,

J. GABKA und A. BERNDORFER, Bd. 1, Teil 2, 17, 1-33

W. d. Gruyter-Verlag, Berlin, New York 1972

TAMAI, S., S. KOMATSU, H. SAKAMOTO, S. SANO, N. SASAUCHI,

Y. HORI, Y. TATSUMI and H. OKUDA

Free muscle transplants in dogs with microsurgical neurovascular anastomosis.

Plast. reconstr. Surg. 46, 219-225 (1971)

TERZIS, J. K. and B. STRAUCH

Microsurgery of the Peripheral Nerve.

Clin. Orthop. 133, 39-48 (1978)

URSCHEL, H. C. and E. J. ROTH

Small arterial anastomoses II. suture.

Ann. Surg. 153, 611-616 (1961)

VOORHEES, A. B., A. H. JARETZKI and A. H. BLAKEMORE

The use of tubes constructed from vinyon "N" cloth in bridging arterial defects.

Ann Surg. 135, 332-336 (1952)

WESLOWSKI, S. A., C. C. FRIES, R. D. DOMINGO, W. J. LIEBIG
and P. N. SAWYER

The compound prosthetic vascular graft: A pathological survey
Surgery 53, 19-44 (1963)

WESLOWSKI, S. A., C. C. FRIES, J. D. McMAHON and A. MARTINEZ
Evaluation of a new vascular prosthesis with optimal
specifications.

Surgery 59, 40-56 (1966)

YAMADA, Y.

Studies on lymphatic venous anastomosis in lymphoedema.

Nagoya J. med. Sci. 32, 1-21 (1969)

LEBENS LAUF

Am 27. September 1952 wurde ich, Ernst Friedrich Rapke, als zweites Kind des Diplomingenieurs Richard Rapke und seiner Frau Magdalena, geb. Lindner, in Nürnberg geboren und im evangelisch-lutherischen Glauben erzogen.

Im September 1959 trat ich in die Volksschule in Schwabach ein. Nach vier Jahren wechselte ich aufs Gymnasium über und legte im Juni 1972 am Wolfram-von-Eschenbach-Gymnasium in Schwabach meine Reifeprüfung ab. Es folgten 18 Monate Ziviler Ersatzdienst am Laurentius-Krankenhaus in Rummelsberg, wo ich das Staatsexamen als Krankenpflegehelfer ablegte.

Im September 1973 immatrikulierte ich mich an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen als Student der Physik. Im Sommersemester 1975 erfolgte ein Wechsel des Studienfaches und das Studium der Musikwissenschaft, Religion und Geisteswissenschaft und Philosophie, das ich mit der Ablegung der C-Prüfung im Fach Kirchenmusik am Institut für Kirchenmusik der Universität Erlangen-Nürnberg beendete.

Das Studium der Medizin begann ich am 12. April 1976 an der gleichen Universität. Nach 3 Semestern legte ich die ärztliche Vorprüfung ab. Am 12. Mai 1982 beendete ich mein Medizinstudium mit dem 3. Staatsexamen.

Am 27.2.76 heiratete ich meine Frau Gudrun Rapke, geb. Lindner; am 12.8.76 wurde unser Sohn Markus geboren.

